

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

① RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

⑪ N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 819 142

⑫ N° d'enregistrement national : 01 17063

⑬ Int Cl⁷ : H 05 G 1/62, A 61 B 6/00, H 05 G 1/46, G 03 B 42/02

⑭

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

⑮ Date de dépôt : 28.12.01.

⑯ Priorité : 29.12.00 US 09752283.

⑰ Date de mise à la disposition du public de la demande : 05.07.02 Bulletin 02/27.

⑱ Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été établi à la date de publication de la demande.*

⑲ Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑴ Demandeur(s) : GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC. — US.

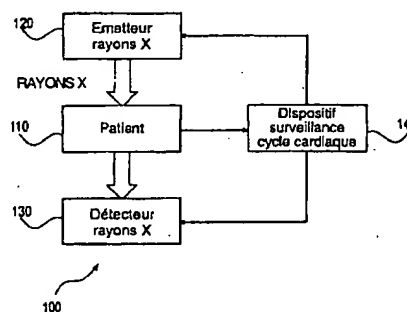
⑵ Inventeur(s) : NICOLAS FRANCOIS SERGE, RADER AMBER ELAINE et BARBER MICHAEL JOHN.

⑶ Titulaire(s) :

⑷ Mandataire(s) : CASALONGA ET JOSSE.

⑸ SYSTEME ET PROCÉDE POUR LA SYNCHRONISATION DE L'ACQUISITION D'IMAGES AVEC LE CYCLE CARDIAQUE POUR L'IMAGERIE A DOUBLE ENERGIE.

⑹ Un système et un procédé pour améliorer la qualité d'image d'une image radiographique d'un patient dans un système d'imagerie aux rayons X à double énergie sont proposés. Le système comprend un dispositif de surveillance de cycle cardiaque (140), un émetteur de rayons X (120) et un détecteur de rayons X (130). Un patient (110) est placé entre l'émetteur de rayons X et le détecteur de rayons X. Le dispositif de surveillance de cycle cardiaque surveille le cycle cardiaque du patient pour détecter un déclenchement cardiaque. Une fois que le déclenchement cardiaque a été détecté, l'émetteur de rayons X (120) émet des rayons X à énergie élevée et à énergie faible à travers le patient et le détecteur de rayons X (130) détecte ces émissions et forme des images. Les images radiographiques formées peuvent être utilisées pour un traitement de rayons X à double énergie.



FR 2 819 142 - A1



**Système et procédé pour la synchronisation de l'acquisition
d'images avec le cycle cardiaque pour l'imagerie à double énergie**

Les modes de réalisation préférés de la présente invention concernent de manière générale des améliorations dans un système d'imagerie médicale aux rayons X. Plus particulièrement, la présente invention concerne un système et un procédé pour synchroniser
5 l'acquisition des images avec la phase cardiaque pour l'imagerie à double énergie.

L'utilisation des systèmes de radiographie dans l'imagerie et le diagnostic médical est largement acceptée. Divers types de méthodologies d'imagerie aux rayons X peuvent être employés pour visuali-
10 ser différentes zones anatomiques ou pour fournir différents outils de diagnostic. Une de ces méthodologies d'imagerie aux rayons X est l'imagerie à Double Energie (DE).

La Double Energie (DE) est une application clinique dans laquelle deux images radiographiques sont acquises à des énergies de rayons X différentes. Les deux images radiographiques sont ensuite
15 combinées pour fournir des images à tissu soustrait, par exemple des images de tissu mou et d'os. Une application clinique de la DE est le diagnostic du cancer du poumon aux rayons X. En pratique, l'image de tissu mou améliore la sensibilité en retirant le bruit structuré dû aux os, et l'image des os améliore la spécificité en montrant si un nodule
20 est calcifié et donc bénin.

Avec la technologie des détecteurs de rayons X à panneau plat, les deux images radiographiques sont typiquement successivement acquises avec deux clichés radiographiques distincts à des éner-
25 gies différentes. Afin de minimiser les artéfacts de déplacement du

patient entre les deux images radiographiques, le temps entre les images radiographiques est typiquement minimisé (typiquement de l'ordre de 200 ms). Afin de minimiser le mouvement du diaphragme, on demande typiquement au patient de retenir sa respiration. Cependant, un mouvement de patient involontaire tel que la contraction du cœur, ne peut pas être évité. Un mouvement significatif du cœur entre les deux images radiographiques peut donner une mauvaise qualité d'image en raison d'une annulation imparfaite du tissu dans les images soustraites. La mauvaise qualité d'image peut donner lieu à des nodules cancéreux non détectés dans les régions du poumon qui entourent le cœur.

Il existe donc depuis longtemps un besoin pour un système qui fournit une meilleure imagerie de diagnostic aux rayons X. Plus précisément, il existe un besoin pour un système d'imagerie de diagnostic aux rayons X amélioré pour employer la DE. En outre, il existe depuis longtemps un besoin pour un tel système de DE amélioré qui minimise l'effet du mouvement involontaire du patient dans les images radiographiques résultantes afin d'améliorer la qualité de l'image et le diagnostic qui en découle.

La présente invention propose un système et un procédé d'amélioration de la qualité de l'image radiographique d'un patient dans un système d'imagerie aux rayons X à double énergie. L'émetteur de rayons X émet des rayons X à haute et à faible énergie qui peuvent être combinés avec des décalages. Les rayons X à énergie haute comme ceux à énergie faible sont déclenchés par un dispositif de surveillance du cycle cardiaque qui détermine les événements cardiaques du patient. Un récepteur de rayons X reçoit les émissions et décalages de rayons X et forme des images radiographiques. Le dispositif de surveillance cardiaque est employé pour synchroniser la prise de vues radiographiques du patient avec le cycle cardiaque du patient afin de minimiser l'effet du mouvement involontaire du patient et améliorer les images radiographiques résultantes.

La présente invention sera mieux comprise à la lecture de la description détaillée suivante, faite en référence aux dessins d'accompagnement, dans lesquels :

la figure 1 illustre un système de synchronisation d'acquisition d'image selon un mode de réalisation préféré de la présente invention;

la figure 2 illustre le système de synchronisation tel qu'appliqué avec le temps de cadre fixe, l'acquisition sur la lecture suivante, et les deux expositions kVp (potentiel en kilovolts) dans le même cycle cardiaque selon un mode de réalisation préféré de la présente invention;

la figure 3 illustre le système de synchronisation tel qu'appliqué avec temps de cadre variable, acquisition sur lecture suivante, et les deux expositions kVp dans le même cycle cardiaque selon un mode de réalisation préféré de la présente invention;

la figure 4 illustre le système de synchronisation tel qu'appliqué avec un temps de cadre variable, l'acquisition d'image immédiate préprogrammée basée sur la fréquence cardiaque détectée, et les deux expositions kVp dans le même cycle cardiaque selon un mode de réalisation préféré de la présente invention;

la figure 5 illustre le système de synchronisation tel qu'appliqué avec le temps de cadre fixe, l'acquisition sur la lecture suivante, et les expositions kVp dans des cycles cardiaques successifs selon un mode de réalisation préféré de la présente invention.

La figure 1 illustre un système de synchronisation 100 d'acquisition d'image selon un mode de réalisation préféré de la présente invention. Le système de synchronisation 100 comprend un patient 110, un émetteur de rayons X 120, un détecteur de rayons X 130, et un dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140. Le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 suit le cycle cardiaque du patient 110 et commande l'émetteur de rayons X 120 et le détecteur de rayons X 130.

En utilisation, le patient 110 est placé entre l'émetteur de rayons X 120 et le détecteur de rayons X 130 d'un système d'imagerie aux rayons X. Le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 surveille alors le cycle cardiaque du patient. Le signal du dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 est utilisé pour commander l'émetteur de rayons X 120 et le détecteur de rayons X 130 pour synchroni-

ser l'acquisition de rayons X avec le cycle cardiaque du patient 110.

Le mode de réalisation préféré de la présente invention propose un système et un procédé pour synchroniser l'acquisition de deux images de la poitrine du patient 110 avec le cycle cardiaque du patient. En synchronisant les images, le système de synchronisation 100 réduit la probabilité d'artéfacts dus au déplacement du cœur dans l'image radiographique. De préférence, l'acquisition des deux images se produit pendant la partie diastolique du cycle cardiaque. La diastole est la partie du cycle pendant laquelle le cœur se remplit plutôt qu'il ne se contracte, ce qui produit un mouvement minimal du cœur.

Le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 peut être n'importe quel dispositif parmi une variété de dispositifs de surveillance cardiaque. De préférence, le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 est un pléthysmographe à impulsion digitale ou un pléthysmographe intégré à support mural. Le pléthysmographe à impulsion digitale est un dispositif qui est attaché au doigt du patient 110 et mesure la tension artérielle du patient 110. La tension ou pression artérielle du patient varie au cours du cycle cardiaque. Ainsi, en mesurant les variations de la pression artérielle, le pléthysmographe peut être utilisé pour déterminer le cycle cardiaque du patient 110. Le pléthysmographe intégré à support mural comprend un pléthysmographe à impulsions intégré directement dans un support mural à rayons X. De préférence, on positionne le patient et le patient tient alors le pléthysmographe à impulsions. Le pléthysmographe intégré à support mural peut aussi aider le patient à maintenir ses bras éloignés du corps, comme cela est préféré pendant la procédure de prise de vues aux rayons X. L'utilisation du pléthysmographe intégré à support mural réduit ainsi la charge du technicien qui doit attacher le pléthysmographe au patient. Typiquement, un délai se produit entre la contraction du cœur et la réception du signal du pléthysmographe. Ce délai est typiquement d'environ 150 ms.

Les figures 2 à 5 illustrent quatre modes de réalisation différents du système de synchronisation 100 d'acquisition d'image. Les figures 2 à 5 ne sont pas à l'échelle par rapport au cycle cardiaque ou au minutage des événements en séquence par rapport à l'interprétation

du cycle cardiaque. Chacun des modes de réalisation des figures 2 à 5 synchronise l'acquisition de deux images radiographiques entre le cycle du détecteur et le cycle cardiaque. Les modes de réalisation des figures 2 à 5 choisissent parmi les variables suivantes : 1) le temps de cadre fixe ou variable, 2) acquisition d'image immédiate, préprogrammée basée sur la fréquence cardiaque détectée ou acquisition d'image sur lecture suivante, et 3) exposition à kVp à la fois haut et faible dans le même cycle cardiaque ou dans des cycles cardiaques successifs.

Premièrement, concernant le choix du temps de cadre fixe ou variable, le temps de cadre est le temps entre deux lectures de détecteur successives. Le temps de cadre est un paramètre du système d'imagerie tandis que le temps d'exposition peut varier en fonction de la dose de rayons X. Par exemple, pour les rayons X à kVp élevé, le temps d'exposition peut être moindre. Malheureusement, de nombreux systèmes radiographiques disponibles dans le commerce n'offrent pas d'option de temps de cadre variable. Ainsi, le temps de cadre peut être un paramètre de système fixe dans certains cas. Le fait d'avoir un temps de cadre fixe peut simplifier la mise en œuvre du système d'imagerie médicale parce que le système ne nécessite qu'une seule image de décalage à utiliser à la fois avec les images à haut et à faible kVp. Toutefois, en utilisant un temps de cadre variable correspondant au vrai temps d'exposition des images à haut et à faible kVp peut donner une image plus précise, comme décrit plus loin.

Deuxièmement, concernant l'acquisition d'image immédiate, pré-programmée basée sur la fréquence cardiaque ou l'acquisition d'image sur lecture suivante, l'acquisition de l'image radiographique par le détecteur de rayons X 130 est accomplie en effectuant une "lecture" du détecteur de rayons X 130. Une fois qu'une lecture a commencé, la lecture ne peut pas être interrompue. En conséquence, il y a deux options. Premièrement, lorsque le déclenchement cardiaque a été reçu en provenance du dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140, le système 100 peut compléter sa lecture actuelle (cycle de cadre), puis émettre des rayons X, puis lire le détecteur de rayons X 130. Ou bien, le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 peut surveiller le cycle cardiaque pour prédire quand le déclenchement car-

diague doit se produire puis programmer l'émission de rayons X pour qu'elle se produise immédiatement après (sans attendre la fin du cycle de cadre), suivie par une lecture du détecteur 130.

Troisièmement, concernant les deux expositions, à kVp élevé et à kVp faible, dans le même cycle cardiaque ou dans des cycles cardiaques successifs, le système 100 peut déclencher à la fois l'émission de kVp faible (ou élevé) et l'émission de kVp élevé (ou faible) successivement au cours d'un même cycle cardiaque. En variante, le système 100 peut déclencher une émission et un décalage dans le même cycle cardiaque puis une émission de l'autre kVp (élevé ou faible) suivie d'un décalage dans le cycle cardiaque successif suivant. Par exemple, le système 100 peut déclencher l'émission de kVp élevé dans le premier cycle cardiaque et l'émission de kVp faible dans le deuxième cycle cardiaque.

La figure 2 illustre le système de synchronisation 100 appliqué avec un temps de cadre fixe, acquisition sur lecture suivante (basée sur la phase de cycle cardiaque servant d'exemple), et les deux expositions dans le même cycle cardiaque selon un mode de réalisation préféré de la présente invention. La figure 2 comprend une courbe de cycle cardiaque 210, un déclenchement cardiaque 215, une courbe de lecture de détecteur 220, un temps de cycle (t_{cycle}) 225, un temps de délai ($t_{\text{délai}}$) 230, un temps de cadre (t_1) 240, un temps de lecture de détecteur (t_R) 250, une première exposition aux rayons X à kVp à temps fixe 255, une deuxième exposition aux rayons X à kVp à temps fixe 260, des purges 265, et un décalage 270.

Le temps de cycle 255 est le temps de cycle cardiaque moyen, qui vaut environ 900 ms. Le temps de délai 230 est le délai typique entre la contraction réelle du cœur et la réception du signal de contraction par le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140, par exemple un pléthysmographe. Le temps de délai est typiquement d'environ 150 ms. Le temps d'exposition 240 est la durée pendant laquelle l'émetteur de rayons X 120 émet des rayons X. Dans le mode de réalisation de la figure 2, le temps de cadre 240 est fixe. Le temps d'exposition pour l'émission à faible kVp étant typiquement plus long que le temps d'exposition pour l'exposition à kVp élevé, le temps de cadre

240 est fixé au temps d'exposition pour l'exposition à faible kVp. Le temps de lecture de détecteur 250 est le temps nécessaire pour lire l'image radiographique à partir du détecteur de rayons X 130; ce temps est typiquement d'environ 130 ms. Les purges 265 se produisent lorsque des lectures du détecteur de rayons X 130 sont déclenchées, mais le résultat n'est pas mémorisé. Les purges 265 minimisent les charges résiduelles dans le détecteur de rayons X 130 qui peuvent provoquer des artefacts d'image. La courbe de lecture de détecteur 220 indique l'état du détecteur de rayons X 130, lorsque la courbe de lecture du détecteur 220 est "à un", une lecture est en cours.

En fonctionnement, comme décrit plus haut, le patient 110 est placé entre l'émetteur de rayons X 120 et le détecteur de rayons X 130 d'un système d'imagerie par rayons X. Le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 surveille alors le cycle cardiaque du patient. Le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 est utilisé pour commander l'émetteur de rayons X 120 et le détecteur de rayons X 130 pour synchroniser l'acquisition radiographique avec le cycle cardiaque du patient 110.

A savoir, en premier, le déclenchement cardiaque 215 se produit pendant une contraction du cœur du patient 110. Le déclenchement cardiaque est détecté par le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 après le temps de délai 230. Une fois que le déclenchement cardiaque a été détecté, le système 100 arrête la lecture en cours du détecteur (comme montré sur la courbe de lecture du détecteur 220) puis déclenche l'émission, par l'émetteur de rayons X 120, de la première émission de rayons X à kVp 255, par exemple une émission de rayons X à kVp élevé. Les rayons X émis par l'émetteur de rayons X 120 passent à travers le patient 110 puis sont détectés par le détecteur de rayons X 130 pour former une image radiographique. Après le temps de cadre fixe 240, le détecteur de rayons X 130 commence une opération de lecture pour lire l'image radiographique. Cette lecture nécessite le temps de lecture de détecteur 250. Une fois la lecture terminée, le système 100 provoque l'émission, par l'émetteur de rayons X 120, de la deuxième émission de rayons X à kVp 255, par exemple une émission de rayons X à faible kVp. Comme précédemment, les rayons

X émis par l'émetteur de rayons X 120 passent à travers le patient 110 puis sont détectés par le détecteur de rayons X 130 pour former une image radiographique. Après un autre temps de cadre fixe 240, le détecteur de rayons X 130 commence une deuxième opération de lecture pour lire l'image radiographique. La deuxième opération de lecture nécessite le temps de lecture de détecteur 250.

Une fois que les lectures pour les émissions de rayons X à kVp élevé et faible ont été arrêtées, le système 100 exécute un certain nombre de purges 265. Les purges 265 minimisent les charges résiduelles dans le détecteur de rayons X 130 qui peuvent provoquer des artéfacts d'image. De préférence, les purges 265 continuent pendant 1 à 3 secondes. En variante, les purges 265 peuvent continuer jusqu'à ce que le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 détecte un nouveau déclenchement cardiaque. Le système 100 lit alors un cadre de décalage 270 à partir du détecteur de rayons X 130. Le cadre de décalage 270 est alors soustrait des cadres d'image lus auparavant pour minimiser les artéfacts du système dans les images. En d'autres termes, les décalages sont des images qui sont acquises sans aucune exposition aux rayons X (courant noir). Les décalages sont soustraits des images radiographiques pour supprimer les artéfacts tels que les structures du détecteur, par exemple.

Comme mentionné plus haut, en utilisant un temps d'exposition fixe, le temps entre les rayons X est basé sur l'exposition la plus longue, qui est typiquement l'exposition à faible énergie. Le cadre de décalage (panneau lu après absence de rayons X) doit avoir le même temps d'acquisition que les deux cadres de rayons X, et est soustrait de chacune des deux images. Le nombre de purges (panneaux lus sans transfert de données), n , est typiquement de l'ordre de 4. Les purges empêchent l'apparition d'effets de retard dans l'image décalée. Une purge pourrait aussi séparer les deux rayons X pour réduire le retard entre les images. Cependant, ceci augmente le risque d'effectuer la deuxième acquisition pendant la phase de contraction suivante du cœur.

En outre, avec le temps de cadre fixe, le temps d'exposition pour l'image radiographique à kVp élevé, le temps d'exposition pour

l'image radiographique à kVp faible, et le décalage ont tous le même temps d'intervalle. Typiquement, le déclenchement cardiaque pourrait arriver à n'importe quel moment entre les cycles de purge. L'acquisition de la première image radiographique peut être effectuée suite à la fin de la lecture du panneau suivant. Bien qu'ils ne soient pas référencés, les niveaux hauts de la courbe de lecture du détecteur 220 précédant l'émission de rayons X à kVp élevé 355 sont aussi des purges. Le temps de lecture du détecteur 330 est typiquement constant pour un système de radiographie donné et est basé sur la taille de panneau du système radiographique.

La figure 3 illustre le système de synchronisation 100, appliqué avec un temps de cadre variable, l'acquisition sur la lecture suivante, et les deux expositions kVp dans le même cycle cardiaque selon un mode de réalisation préféré de la présente invention. La figure 3 comprend une courbe de cycle cardiaque 310, un déclenchement cardiaque 315, une courbe de lecture de détecteur 320, un temps de cycle (t_{cycle}) 325, un temps de délai ($t_{\text{délai}}$) 330, un temps de cadre (t_1) à kVp élevé 340, un temps de cadre (t_2) à kVp faible 345, un temps de lecture de détecteur (t_R) 350, une émission de rayons X à kVp élevé 355, une émission de rayons X à kVp faible 360, des purges 365, un décalage à kVp élevé 370, et un décalage à kVp faible 375.

Pendant le fonctionnement, la figure 3 est similaire à la figure 2 décrite plus haut, excepté le fait que le système 100 de la figure 3 utilise un temps de cadre variable. A savoir, le système 100 utilise un délai plus court entre les lectures du détecteur pour l'image à haute énergie et un délai plus long entre les lectures du détecteur pour l'image à faible énergie. Comme décrit plus haut pour la figure 2, le déclenchement cardiaque 315 de la courbe de cycle cardiaque 310 est détecté par le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 après le temps de délai 330. Le système 100 termine sa lecture de détecteur puis provoque l'émission, par l'émetteur de rayons X 120, de rayons X à kVp élevé. Après le temps de cadre à kVp élevé 340, le système 100 lit l'image radiographique à partir du détecteur de rayons X 130 pendant le temps de lecture de détecteur 350. Le système 100 provoque alors l'émission, par l'émetteur de rayons X 120, de rayons X

à kVp faible. Après le temps de cadre à kVp faible 345, le système 100 lit l'image radiographique à partir du détecteur de rayons X 130 pendant le temps de lecture de détecteur 350.

De même que pour la figure 2 décrite plus haut, une fois que
5 les lectures pour les émissions de rayons X à kVp élevé et à kVp faible sont terminées, le système 100 exécute un certain nombre de purges 265. Etant donné que le temps de cadre de kVp élevé 340 est différent du temps de cadre de kVp faible 345, le système 100 enregistre le
10 décalage de kVp élevé 270 pour pouvoir l'utiliser dans le traitement de l'image à kVp élevé et le décalage de kVp faible 275 pour pouvoir l'utiliser dans le traitement de l'image à kVp faible. Après les purges 265, le système 100 retarde la longueur de l'exposition à kVp élevé et lit le cadre de décalage à kVp élevé 270 à partir du détecteur de rayons X 130. Une fois que le cadre de décalage à kVp élevé 270 a été
15 enregistré, le système 100 enregistre le cadre de décalage de kVp faible 375 après le cadre de délai à kVp faible.

Le temps de cadre variable réduit davantage le temps entre expositions pendant un cycle cardiaque, ce qui réduit aussi les artéfacts de mouvement dans l'image résultante. Le temps de cadre varia-
20 ble réduit le temps entre expositions en profitant du court temps d'exposition de l'image à kVp élevé. De préférence, l'image à kVp élevé est acquise en premier.

La figure 4 illustre le système de synchronisation 100 appliqué avec un temps de cadre variable, une acquisition d'image prépro-
25 grammée basée sur la fréquence cardiaque détectée, et les deux expositions de kVp dans le même cycle cardiaque selon un mode de réalisation préféré de la présente invention. La figure 4 comprend une courbe de cycle cardiaque 410, un déclenchement cardiaque 415, une courbe de lecture de détecteur 420, un temps de cycle (t_{cycle}) 425, un temps de
30 délai ($t_{\text{délai}}$) 430, un temps d'exposition (t_1) à kVp élevé 440, un temps stable 442, un temps d'exposition (t_2) à kVp faible 445, un temps de lecture de détecteur (t_R) 450, des purges 465, un décalage à kVp élevé 470, et un décalage à kVp faible 475.

Pendant le fonctionnement, la figure 4 est similaire à la
35 figure 3 décrite plus haut, excepté le fait que le système 100 de la

figure 4 utilise l'acquisition d'image immédiate préprogrammée basée sur une acquisition à fréquence cardiaque surveillée de l'image radiographique plutôt que d'attendre jusqu'à la fin de la lecture de détecteur suivante pour commencer l'acquisition. A savoir, le système 100 utilise le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 pour surveiller le cycle cardiaque afin de prédire quand le déclenchement cardiaque 415 va se produire puis il programme l'émission de rayons X de telle façon qu'elle se produise immédiatement après, suivie par une lecture du détecteur 130. Le but est de faire se produire la première exposition à la fin d'un temps "stable" en supposant que le déclenchement se produit pendant ce temps.

Comme décrit plus haut concernant la figure 2, le déclenchement cardiaque 415 de la courbe de cycle cardiaque 410 est détecté par le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 après le temps de délai 430. De préférence, le système 100 surveille la courbe de cycle cardiaque 410 depuis les deux cycles cardiaques passés et détermine l'instant probable d'occurrence du déclenchement cardiaque suivant en se basant sur le temps de cycle moyen 425 des cycles précédents. Le système 100 arrête ainsi les purges provenant du cycle cardiaque précédent de sorte que le système 100 ne lit plus le détecteur de rayons X 130 quand le déclenchement cardiaque suivant 415 est détecté. Le temps stable 422 est le temps entre la dernière lecture de détecteur et la détection du déclenchement cardiaque pendant lequel le système 100 reste stable et n'exécute pas une lecture du détecteur de rayons X 130.

Une fois le déclenchement cardiaque 415 détecté après le temps de délai 430, le système émet l'exposition aux rayons X à kVp élevé 455. Après le temps d'exposition à kVp élevé 440, le système 100 lit l'image radiographique à partir du détecteur de rayons X 130 pendant le temps de lecture du détecteur 450. Le système 100 provoque alors l'émission, par l'émetteur de rayons X 120, de l'exposition aux rayons X à kVp faible 460. Après le temps d'exposition à kVp faible 445, le système 100 lit l'image radiographique à partir du détecteur de rayons X 130 pendant le temps de lecture du détecteur 450. Le système 100 exécute ensuite un certain nombre de purges 465.

De manière similaire à la figure 3 décrite plus haut, une fois les lectures terminées pour les émissions de rayons X à kVp élevé et à kVp faible, le système exécute un certain nombre de purges 465. Comme mentionné plus haut, le temps de délai de décalage est de préférence égal au temps de délai du kVp auquel il correspond. En figure 4, avant que l'image à énergie élevée ne soit lue à partir du détecteur de rayons X 130, le délai entre lectures du détecteur de rayons X 130 était égal au temps d'exposition à kVp élevé 440 plus le temps stable 422. Ainsi, le temps de cadre pour le décalage à kVp élevé 470 est de préférence égal au temps d'exposition à kVp élevé 440 plus le temps stable 422 comme montré. Le temps de cadre pour le décalage à kVp faible 475 reste le même que le temps d'exposition à kVp faible.

En outre, pour des fréquences cardiaques élevées, le fait d'attendre jusqu'à la fin du cycle de cadre en cours pourrait conduire à l'acquisition de la deuxième image radiographique au cours de la systole, ou contraction du cœur. La fréquence cardiaque est donc surveillée avant le début du signal de l'opérateur pour lancer la séquence. Ensuite une fréquence de cadre de détecteur est établie et peut être changée en temps réel de telle manière que l'on prévoit que la fin d'une lecture du détecteur se produise juste avant le prochain signal de pléthysmographie.

La figure 5 illustre le système de synchronisation 100 appliqué avec un temps de cadre variable, l'acquisition d'image sur la lecture suivante, et les expositions de kVp dans des cycles cardiaques successifs selon un mode de réalisation préféré de la présente invention. La figure 5 comprend une courbe de cycle cardiaque 510, un déclenchement cardiaque 515, une courbe de lecture de détecteur 520, un temps de cycle (t_{cycle}) 525, un temps de délai ($t_{\text{délai}}$) 530, un temps de cadre (t_1) à kVp élevé 540, un temps de cadre (t_2) à kVp faible 545, un temps de lecture de détecteur (t_R) 550, des purges 565, un décalage à kVp élevé 570, et un décalage à kVp faible 575.

En fonctionnement, la figure 5 est similaire à la figure 2 décrite plus haut, excepté le fait que le système 100 de la figure 5 utilise différentes expositions kVp dans des cycles cardiaques successifs.

A savoir, le système 100 enregistre l'image et l'offset à kVp élevé pendant un premier cycle cardiaque puis enregistre l'image et le décalage à kVp faible pendant un deuxième cycle cardiaque.

5 Comme décrit plus haut par rapport à la figure 2, le déclenchement cardiaque 515 de la courbe de cycle cardiaque 510 est détecté par le dispositif de surveillance de cycle cardiaque 140 après le temps de délai 530. Une fois que le déclenchement cardiaque 515 a été détecté, le système 100 termine la lecture de détecteur en cours puis provoque l'émission par l'émetteur de rayons X 120 de l'émission de rayons X à kVp élevé 555. Après le temps de cadre à kVp élevé 540, le système 100 lit l'image radiographique à partir du détecteur de rayons X 130 pendant le temps de lecture du détecteur 550. Le système 100 retarde ensuite pendant le décalage à kVp élevé 570 puis lit le détecteur 550. Le système 100 réalise ensuite un certain nombre de purges 15 565.

Une fois qu'un deuxième déclenchement cardiaque a été détecté, le système 100 termine la lecture de détecteur en cours et provoque l'émission par l'émetteur de rayons X 120 de l'émission de rayons X à faible kVp 560. Après le temps de cadre à faible kVp 545, le système 100 lit l'image radiographique à partir du détecteur de rayons 130 pendant le temps de lecture de détecteur 550. Le système 100 retarde ensuite pendant le décalage à faible kVp 575 et lit pendant le temps de lecture du détecteur 550. Le système 100 réalise ensuite un certain nombre de purges 565.

25 La présente invention minimise ainsi les artéfacts potentiels dans la région du cœur après soustraction des images à double énergie. Les artéfacts peuvent être minimisés en réduisant la possibilité de mouvement significatif du cœur entre les deux images en synchronisant leur acquisition pour qu'elles se produisent pendant des parties du cycle cardiaque où le mouvement est minimal. Avec une qualité d'image améliorée grâce aux artéfacts de déplacement réduits, les systèmes radiographiques intégrant la fonction d'énergie double peuvent être mieux commercialisés, et peuvent être plus fiables, par exemple dans la détection de nodules du cancer du poumon dans les régions 35 entourant le cœur.

Bien que l'invention ait été décrite en référence à un mode de réalisation préféré, les personnes de l'art comprendront que divers changements peuvent être faits et des équivalents peuvent être substitués sans s'éloigner de la portée de l'invention. En outre, de nombreuses modifications peuvent être faites pour adapter une situation ou
5 matière particulière aux enseignements de l'invention sans s'éloigner de sa portée. Par conséquent, l'invention n'est pas destinée à être limitée au mode de réalisation particulier divulgué.

REVENDICATIONS

1. Procédé pour synchroniser l'acquisition d'images d'un système radiographique (100) avec le cycle cardiaque (210) d'un patient (110) pour améliorer la prise de vues radiographiques d'un patient (110), ledit procédé étant caractérisé en ce qu'il comprend les étapes consistant à :

surveiller le cycle cardiaque (210) du patient (110) pour un premier déclenchement cardiaque (215);

prendre un cliché du patient en réponse audit premier déclenchement cardiaque (215) pour former une image radiographique;

surveiller le cycle cardiaque du patient pour un deuxième déclenchement cardiaque;

enregistrer une image de décalage; et

combiner l'image radiographique et le décalage pour déterminer une image radiographique améliorée du patient.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que lesdites étapes de surveillance comprennent la surveillance du cycle cardiaque du patient (110) avec un dispositif de surveillance de cycle cardiaque (140).

3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que ledit dispositif de surveillance de cycle cardiaque (140) est un pléthysmographe.

4. Procédé selon la revendication 3, caractérisé en ce que ledit pléthysmographe est un pléthysmographe à impulsion digitale.

5. Procédé selon la revendication 3, caractérisé en ce que ledit pléthysmographe est un pléthysmographe intégré à support mural.

6. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que ladite étape de prise de cliché comprend le fait de prendre successivement un cliché du patient avec des rayons X à kVp élevé et avec des rayons X à kVp faible.

7. Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce que ladite prise de cliché avec des rayons X à kVp élevé est associée à un temps d'exposition aux rayons X à kVp élevé (340), ladite prise de cliché avec des rayons X à kVp faible est associée à un temps d'exposi-

tion aux rayons X à kVp faible (345), et ledit temps d'exposition à kVp élevé est égal audit temps d'exposition à kVp faible.

5 8. Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce que ladite prise de cliché avec des rayons X à kVp élevé est associée à un temps d'exposition aux rayons X à kVp élevé (340), ladite prise de cliché avec des rayons X à kVp faible est associée à un temps d'exposition aux rayons X à kVp faible (345), et ledit temps d'exposition à kVp élevé (340) n'est pas égal audit temps d'exposition à kVp faible (345).

10 9. Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce que ledit temps d'exposition à kVp élevé (340) est inférieur audit temps d'exposition à kVp faible (345).

15 10. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que ladite étape d'enregistrement d'une image de décalage comprend le fait d'enregistrer une image de décalage en utilisant un temps de délai égal au temps de cadre de ladite image radiographique.

20 11. Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce que ladite étape d'enregistrement comprend le fait d'enregistrer un décalage à kVp faible associé au temps de cadre à kVp faible et un décalage à kVp élevé associé au temps de cadre à kVp élevé.

12. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que ladite étape de prise de cliché comprend le fait de surveiller le cycle cardiaque du patient pour prédire l'arrivée du déclenchement cardiaque.

25 13. Procédé selon la revendication 12, caractérisé en ce que ledit système radiographique est commandé de façon à permettre au système radiographique de prendre immédiatement un cliché du patient lors de la réception du déclenchement cardiaque.

30 14. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend en outre l'étape consistant à introduire au moins une purge après avoir pris un cliché du patient pour réduire les artéfacts dans l'image.

35 15. Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce qu'il comprend en outre l'étape consistant à introduire au moins une purge entre ladite prise de cliché à rayons X à kVp élevé et ladite prise de

cliché à rayons X à kVp faible.

16. Procédé pour synchroniser l'acquisition d'images d'un système radiographique (100) avec le cycle cardiaque (210) d'un patient (110) pour améliorer la prise de vues radiographiques d'un patient (110), ledit procédé étant caractérisé en ce qu'il comprend les étapes consistant à :

surveiller le cycle cardiaque (210) du patient (110) pour un premier déclenchement cardiaque (215);

10 prendre un cliché du patient (110) en réponse audit premier déclenchement cardiaque (215) avec une première énergie de rayons X pour former une première image radiographique;

enregistrer une première image de décalage;

surveiller le cycle cardiaque (210) du patient pour un deuxième déclenchement cardiaque;

15 prendre un cliché du patient en réponse audit deuxième déclenchement cardiaque avec une deuxième énergie de rayons X pour former une deuxième image radiographique;

enregistrer une deuxième image de décalage; et

20 combiner ladite première image radiographique et ledit premier décalage et ladite deuxième image radiographique et ledit deuxième décalage pour déterminer une image radiographique améliorée du patient.

17. Procédé selon la revendication 16, caractérisé en ce que lesdites étapes de surveillance comprennent la surveillance du cycle cardiaque (210) du patient avec un pléthysmographe.

18. Procédé selon la revendication 17, caractérisé en ce que ledit pléthysmographe est soit un pléthysmographe à impulsion digitale, soit un pléthysmographe intégré à support mural.

19. Procédé selon la revendication 16, caractérisé en ce que ladite première énergie de rayons X est associée à un premier temps de cadre, ladite deuxième énergie de rayons X est associée à un deuxième temps de cadre, et ledit premier temps de cadre est égal audit deuxième temps de cadre.

20. Procédé selon la revendication 16, caractérisé en ce que ladite première énergie de rayons X est associée à un premier temps de

cadre, ladite deuxième énergie de rayons X est associée à un deuxième temps de cadre, et ledit premier temps de cadre n'est pas égal audit deuxième temps de cadre.

21. Procédé selon la revendication 16, caractérisé en ce que
5 ladite étape d'enregistrement d'une image de décalage comprend le fait d'enregistrer une image de décalage en utilisant un temps de cadre égal au temps d'exposition de ladite image radiographique.

22. Procédé selon la revendication 19, caractérisé en ce que
10 ladite étape d'enregistrement d'une première image de décalage comprend le fait d'enregistrer une première image de décalage en utilisant un temps de cadre égal audit premier temps de cadre et en ce que ladite étape d'enregistrement d'une deuxième image de décalage comprend le fait d'enregistrer une deuxième image de décalage en utilisant un temps de cadre égal audit deuxième temps de cadre.

23. Procédé selon la revendication 16, caractérisé en ce que
15 lesdites étapes de prise de cliché comprennent le fait de surveiller le cycle cardiaque du patient pour prédire l'arrivée du déclenchement cardiaque.

24. Procédé selon la revendication 23, caractérisé en ce que
20 ledit système radiographique est commandé de façon à permettre au système radiographique de prendre immédiatement un cliché du patient lors de la réception du déclenchement cardiaque.

25. Procédé selon la revendication 16, caractérisé en ce qu'il
25 comprend en outre l'étape consistant à introduire au moins une purge après avoir enregistré ladite première image de décalage pour réduire les artéfacts dans l'image.

26. Procédé selon la revendication 16, caractérisé en ce qu'il
30 comprend en outre l'étape consistant à introduire au moins une purge dans au moins une des positions suivantes : entre ladite première image radiographique et ledit premier décalage, et entre ladite deuxième image radiographique et ledit deuxième décalage.

27. Système pour améliorer la qualité d'image d'un patient
(110) dans un système d'imagerie aux rayons X (100), ledit système
35 étant caractérisé en ce qu'il comprend :
un dispositif de surveillance de cycle cardiaque (140) pour

surveiller le cycle cardiaque (210) du patient (110) pour déterminer un premier déclenchement cardiaque (215) et un deuxième déclenchement cardiaque;

5 un émetteur de rayons X (120) couplé audit dispositif de surveillance de cycle cardiaque (140) pour émettre des rayons X en réponse audit premier déclenchement cardiaque (215) et émettant des rayons X à travers le patient 110; et

10 un détecteur de rayons X (130) détectant les rayons X émis par ledit émetteur de rayons X (120) en réponse audit premier déclenchement cardiaque (215) pour former une image radiographique, acquérant une image de décalage et combinant ladite image radiographique et ladite image de décalage pour former une image radiographique du patient.

15 28. Système selon la revendication 27, caractérisé en ce que ledit dispositif de surveillance de cycle cardiaque (140) est un pléthysmographe.

29. Système selon la revendication 28, caractérisé en ce que ledit pléthysmographe est soit un pléthysmographe à impulsion digitale, soit un pléthysmographe intégré à support mural.

20 30. Système selon la revendication 27, caractérisé en ce que ledit émetteur de rayons X (120) émet des rayons X en réponse audit premier déclenchement cardiaque (215) avec une première énergie de rayons X puis émet des rayons X avec une deuxième énergie de rayons X.

25 31. Système selon la revendication 30, caractérisé en ce que ladite première énergie de rayons X est associée à un premier temps d'exposition et ladite deuxième énergie de rayons X est associée à un deuxième temps d'exposition.

30 32. Système selon la revendication 31, caractérisé en ce que ledit premier temps de cadre est égale audit deuxième temps de cadre.

35 33. Système selon la revendication 31, caractérisé en ce que ledit détecteur de rayons X (130) lit une première image de décalage correspondant à ladite première énergie de rayons X puis lit une deuxième image de décalage correspondant à ladite deuxième énergie de rayons X.

34. Système selon la revendication 31, caractérisé en ce que ladite première image de décalage est détectée en utilisant un temps de cadre égal audit premier temps de cadre et ladite deuxième image de décalage est détectée en utilisant un temps de cadre égal audit deuxième temps de cadre.

35. Système selon la revendication 27, caractérisé en ce que ledit dispositif de surveillance de cycle cardiaque (140) surveille le cycle cardiaque du patient pour prédire l'arrivée du déclenchement cardiaque (215).

36. Système selon la revendication 35, caractérisé en ce que ledit émetteur de rayons X (120) est commandé de façon à prendre immédiatement un cliché du patient (110) lors de la réception du déclenchement cardiaque (215).

37. Système selon la revendication 35, caractérisé en ce que ledit détecteur de rayons X (130) introduit au moins une purge après la détection des rayons X pour réduire les artéfacts dans l'image.

38. Système pour améliorer la qualité d'image d'un patient (110) dans un système d'imagerie aux rayons X (100), ledit système étant caractérisé en ce qu'il comprend :

un dispositif de surveillance de cycle cardiaque (140) pour surveiller le cycle cardiaque (210) du patient (110) pour déterminer un premier déclenchement cardiaque (215) et un deuxième déclenchement cardiaque;

un émetteur de rayons X (120) couplé audit dispositif de surveillance de cycle cardiaque (140) pour émettre des rayons X en réponse audit premier déclenchement cardiaque (215) avec une première énergie de rayons X et émettant des rayons X en réponse audit deuxième déclenchement cardiaque et avec une deuxième énergie de rayons X; et

un détecteur de rayons X (130) détectant les rayons X émis par ledit émetteur de rayons X (120) en réponse audit premier déclenchement cardiaque (215) pour former une image radiographique, détectant une première image de décalage, détectant les rayons X émis par ledit émetteur de rayons X 120 en réponse audit deuxième déclenchement cardiaque pour former une deuxième image radiographique,

détectant une deuxième image de décalage, et combinant ladite première image radiographique et ladite première image de décalage et ladite deuxième image radiographique et ladite deuxième image de décalage pour former une image radiographique du patient (110).

FIG. 1

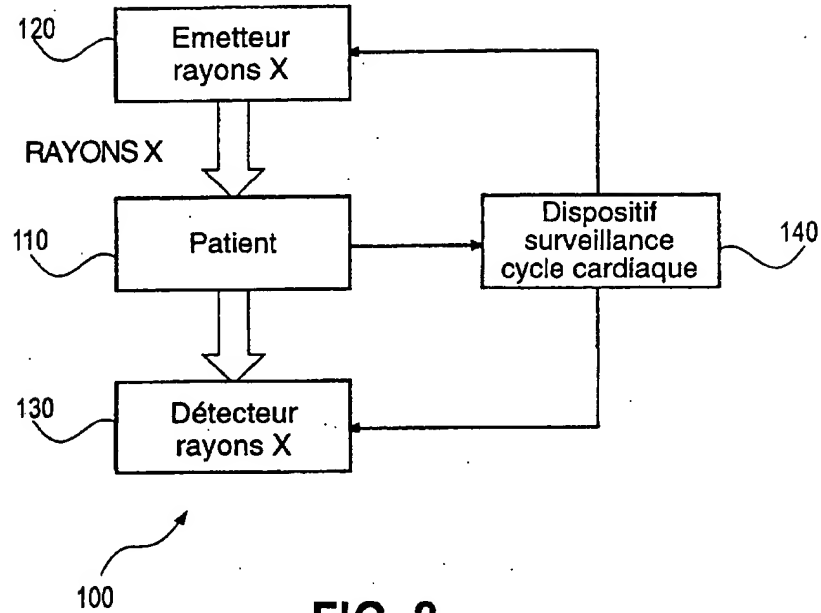


FIG. 2

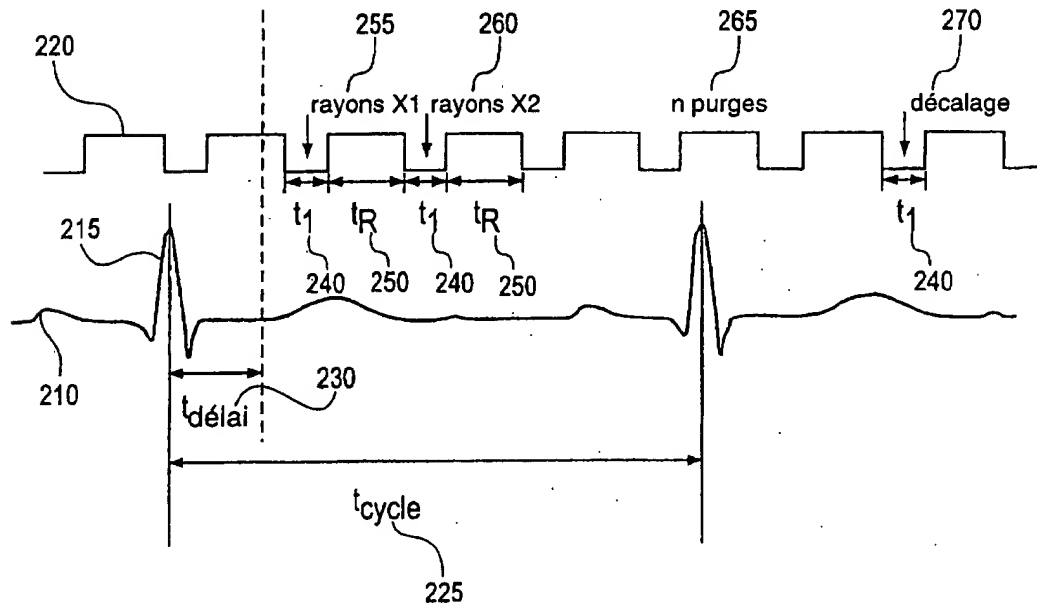


FIG. 3

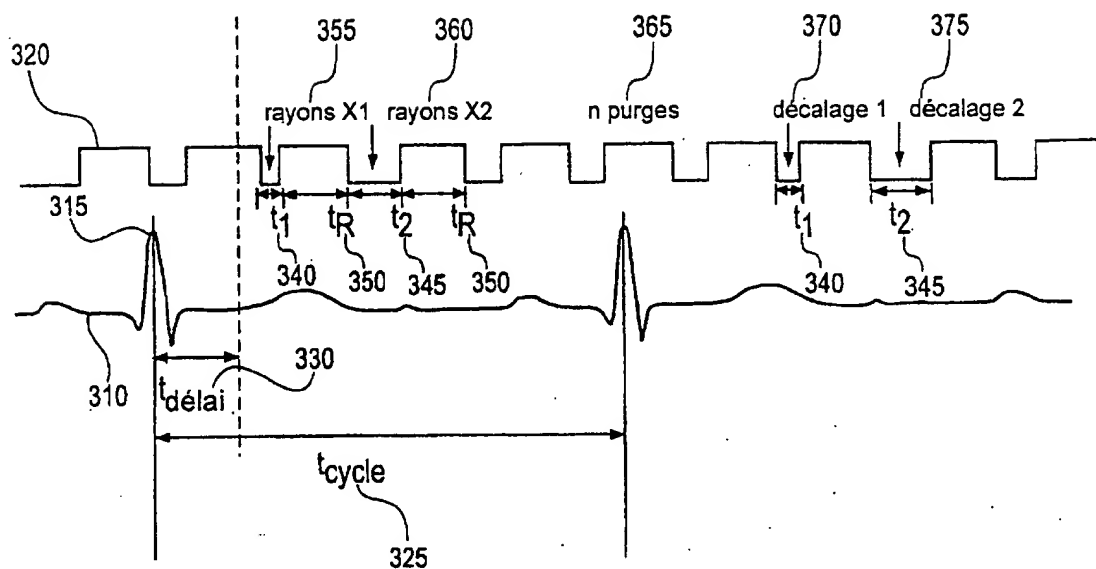


FIG. 4

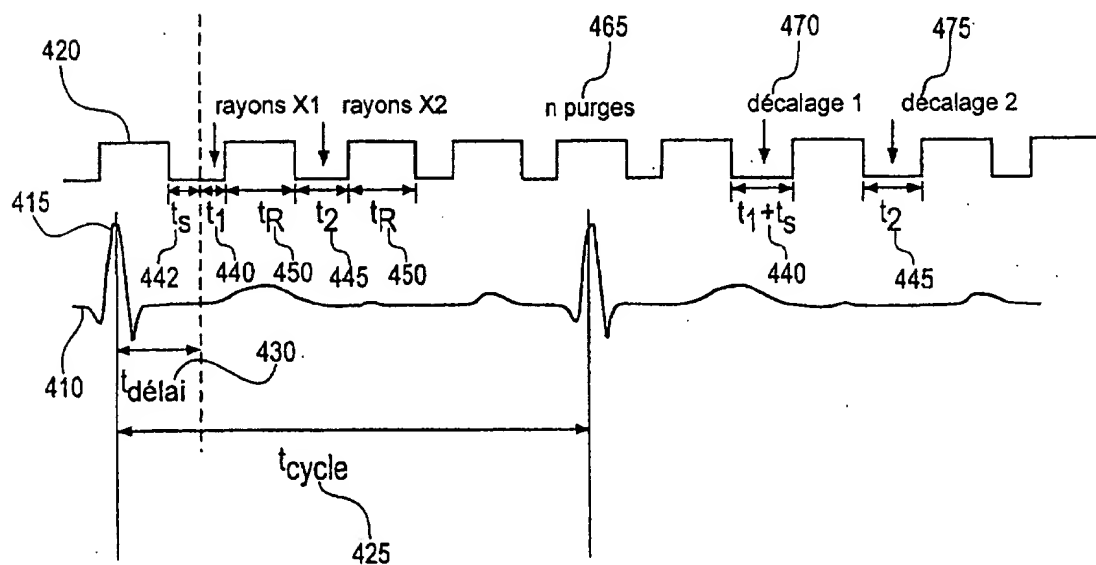


FIG. 5

